

發明專利說明書

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號： 96100248

※ 申請日期： 96 1 3

※IPC 分類：

A61B 5/15, 5/145

C>3F 1/02

B81B 1/00

一、發明名稱：(中文/英文)

微探針陣列及其翻印模具之製造方法

二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

國立交通大學

代表人：(中文/英文) 黃威

住居所或營業所地址：(中文/英文)

新竹市大學路 1001 號

國 籍：(中文/英文) 中華民國 TW

三、發明人：(共 3 人)

姓 名：(中文/英文) 1. 洪振鈞

2. 張志瑋

3. 邱俊誠

國 籍：(中文/英文) 1. 中華民國 TW

2. 中華民國 TW

3. 中華民國 TW

四、聲明事項：

主張專利法第二十二條第二項第一款或第二款規定之事實，其事實發生日期為： 年 月 日。

申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號 順序註記】

有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

主張專利法第三十條生物材料：

須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

五、中文發明摘要：

本發明提供一種可快速翻印製備微探針陣列及其翻印模具之的製造方法，其係利用微機電所製作出具高深寬比的矽材微探針作為內模具，接續利用內模具來製備出翻印模具，再於翻印模具內填入熱塑性材並經過適當烘烤、壓模、脫模處理，以大量生產可隨用即丟之實心高分子微探針陣列。

六、英文發明摘要：

七、指定代表圖：

(一)、本案代表圖為：第 5 (a) 圖

(二)、本案代表圖之元件代表符號簡單說明：

42 翻印模具

50 成形層

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

九、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於一種微探針陣列製造方法，特別是關於一種可大量製作與隨用即丟優勢之微探針陣列及其翻印模具之製造方法。

【先前技術】

傳統的生理檢測系統係使用如第 1 圖所示之感測電極，但這種電極會面臨角質層 12 導電性不佳的問題，因此感測電極 10 下方尚需使用導電膠 18 濡濕角質層 12 以增加導電效果，但整體量測功效相當有限，因此漸漸發展出如第 2 圖所示之微探針結構 20 作為感測電極，其以探針 22 穿透角質層 12 進入由活細胞組成具極佳導電性的表皮層 14 來量測生理訊號，因此不需使用導電膠即可獲得較好的量測結果，且探針 22 的長度可控制使其不進入真皮層 16，不會造成人體疼痛或流血，由於微探針具有上述種種優點，目前已取代傳統感測電極而廣泛應用於生理檢測系統中。

目前既有微探針的技術，比如中華民國專利案號 00594870，其係揭示一種中空的微針頭陣列製造方法，其在針間的製作方式是採用濕式蝕刻蝕刻出斜面再利用聚二甲基矽氧烷 (Poly dimethylsiloxane, PDMS) 脫模形成針尖斜面，但在此專利中係針對注射系統使用，因此探針尺寸較大，當應用在生理量測上時，探針陣列密度明顯偏低；而在美國專利案號 2004/0054393A1 之專利是一種利用微機電來製作微針頭陣列，但此種利用微機電一次一次製作微針頭陣列的方式過程太過繁瑣，成本也較高；再者，美國專利案號 6334856B1 係提出一種利用金屬擋層來製作出針狀結構以及其應用，其僅利用單一蝕刻動作來完成針狀結構，所製得之針狀結構往往

深度較為不足且針尖較為平整。

有鑑於此，本發明遂針對上述習知技術之缺失，提出一種具高深寬比、針尖較尖銳且微探針陣列較為密集與製程更為便利可達到大量快速製作的微探針陣列及其翻印模具之製造方法。

【發明內容】

本發明之主要目的在提供一種微探針陣列及其翻印模具之製造方法，其係利用翻印的方法來大量製造無毒的高分子微探針陣列，再者因為大幅降低微探針陣列製作所需成本，因此可實現隨用即丟之方便性概念。

本發明之另一目的在提供一種微探針陣列及其翻印模具之製造方法，其帶給生理監控領域一更方便的量測介面。

本發明之再一目的在提供一種微探針陣列及其翻印模具之製造方法，其可大量且快速的生產規格一致度極佳的微探針陣列。

本發明之又一目的在提供一種微探針陣列及其翻印模具之製造方法，其所製得之微探針陣列具有高深寬比、針尖較尖銳與探針陣列密集度較高之優勢。

本發明之再一目的在於提供一種微探針陣列及其翻印模具之製造方法，其所製得之高分子探針因為具有優異的透光性，因此可用於進行侵入式的醫療應用，如紅外光醫療影像診斷、紅外光血氧濃度偵測等應用或者是進行侵入式的科技身份驗證應用，如紅外線血管身份辨識系統等。

為達上述之目的，本發明提供一種微探針陣列製作方法，其包含有先提供一具有高深寬比的微探針陣列作為內模具；隨後於內模具上旋佈一第

一可塑性材料，而製作出一翻印模具；最後於翻印模具內填入一第二可塑性材料，並進行烘烤、壓模、脫膜與硬化，以製備出一高分子微探針陣列。

本發明尚提供一種微探針陣列翻印模具的製作方法，其先提供一具有高深寬比且作為內模具之微探針陣列；於內模具上旋佈一第一可塑性材料，以形成一第一高分子層；去除第一高分子層內之氣泡，並在真空中進行烘烤、壓模、脫模與硬化。

底下藉由具體實施例詳加說明，當更容易瞭解本發明之目的、技術內容、特點及其所達成之功效。

【實施方式】

本發明係提出一種微探針陣列及其翻印模具之製造方法，其具有可大量製造與隨用即丟之優勢，本發明所製得之探針可應用於各種領域，舉例來說如腦波儀、生理訊號監控系統、生物晶片、腦波感測器等之生理感測。

首先，請參閱第 3(a)~3(e) 圖所示，其係本發明之前製程，其係先提供一如第 3(a) 圖所示之矽基板 30，接續如第 3(b) 圖所示，於矽基板 30 上以微影技術定義出數個圓形之厚圖案化光阻層以作為阻擋層 32，並對阻擋層 32 進行硬烤；再如第 3(c) 圖所示，以阻擋層 32 為罩幕，對矽基板 30 進行等向蝕刻，以蝕出針尖 34 的形狀，再如第 3(d) 圖所示，以非等向性蝕刻繼續向下蝕刻出具高深寬比的針柱 36，其中等向蝕刻所留下的圓弧狀在非等向性蝕刻中將會被保留下移至最底部；如第 3(e) 圖所示，利用乾式蝕刻或濕式蝕刻去除阻擋層 32，以製備得具高深寬比的微探針陣列內模具 38，其中該高度可以是 100~800 μm ，而寬度可以是 10~50 μm 。

接續，請參閱 4 (a) ~4 (b) 圖，其係本發明之後製程中關於翻印模具的製備過程示意圖。首先如步驟 4 (a) 所示，以上述所製得之微探針陣列作為內模具 38，並於內模具 38 表面上旋佈一高分子層 40，此高分子層 40 可以是可塑性材料，如聚二甲基矽氧烷 (Poly dimethylsiloxane, PDMS)；隨後依序去除高分子層 40 內的氣泡並於真空中進行烘烤、壓模、並經過以溫度與烘烤時間為控制參數下進行脫膜、硬化的程序，以製備得到一如第 4 (b) 圖所示之翻印模具 42，其具有可重複使用多次，以達到批次生產之目的。其中，為使成形更為精確與有利於後續脫模，可在高分子層 40 之可塑性材料旋佈於內模具 38 表面前，先對可塑性材料進行以 75~105°C 加熱 120~180 秒。

請參閱 5 (a) ~5 (c) 圖，其係本發明之後製程中利用上述之翻印模具 42 來製備可拋棄式微探針陣列的示意圖。首先，如第 5 (a) 圖所示於上述之翻印模具 42 內均勻填入另一無毒之可塑性材料，如 PDMS 或是聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)，以形成一成形層 50；接續，去除成形層 50 內的氣泡並於真空中進行烘烤 (如以 235~270°C，烘烤 1 小時)、壓模、並經過以溫度為控制參數下進行脫膜、硬化的程序，以製備得到一如第 5 (b) 圖所示之可拋棄式的高分子微探針陣列 52，其中該溫度與脫模時間係成反比，也就是說當溫度越高時，所需花費的脫模時間越短；再者，可利用濺鍍的方法於第 5 (b) 圖所製得之高分子微探針陣列表面上鍍上一層鈦或鉑的導電層 54，則可製備得到價格低廉可拋棄式之微感測電極探針陣列，如第 5 (c) 圖。

其中在上述之以翻印模具來製備可拋棄式微探針陣列時，如果翻印模具之材料與高分子微探針之材料相同時，可於翻印模具內先塗佈一脫模劑，再進行高分子探針材料的填入，以利脫模。

請參閱第 6 (a) 與第 6 (b) 圖，其係本發明所製得之高分子微探針陣列在掃描式電子顯微鏡 (SEM) 之平台傾斜 20° 時觀察所得的影像圖。在第 6 (b) 圖我們可換算得知在這個高分子微探針陣列的實施例中，微探針之高度約為 $230 \mu\text{m}$ 。

該具有導電層之高分子微探針陣列可應用在生醫產業上進行生理訊號量測，而不具導電層之高分子微探針陣列，則可利用高分子微探針陣列所具有的優異透光特性，進行侵入式的醫療應用，如紅外光醫療影像診斷、紅外光血氧濃度偵測等應用或者是進行侵入式的科技身份驗證應用，如紅外線血管身份辨識系統等。

綜上所述，本發明提出一種微探針陣列及其翻印模具之製造方法，其利用微機電來製作出精密、符合預定微探針密度、外觀與深寬比之微探針陣列來做為內模具，再利用此內模具製作出翻印模具，接續再以無毒之熱塑性材料均勻填入翻印模具內，以製作無毒性可拋棄式高分子微探針陣列。本發明採用翻印的方法來達到大量生產與隨用即丟之優勢，並大幅降低目前微探針陣列成本偏高與製作耗時的缺失，更為使用微探針陣列最為頻繁的生理監控領域提供一更方便的量測介面。

唯以上所述者，僅為本發明之較佳實施例而已，並非用來限定本發明實施之範圍。故即凡依本發明申請範圍所述之特徵及精神所為之均等變化

或修飾，均應包括於本發明之申請專利範圍內。

【圖式簡單說明】

第 1 圖係以傳統之感測電極量測生理訊號之示意圖。

第 2 圖係以習知微探針陣列作為感測電極量測生理訊號之示意圖。

第 3 (a) ~ (e) 圖為利用微機電製作具微探針陣列之內模具的製作流程示意圖。

第 4 (a) ~ (b) 圖為利用內模具製作翻印模具之流程示意圖。

第 5 (a) ~ (c) 圖為利用翻印模具製作高分子微探針陣列之流程示意圖。

第 6 (a) ~ (b) 圖為本發明之高分子微探針陣列的 SEM 影像圖。

【主要元件符號說明】

10 感測電極

12 角質層

14 表皮層

16 針皮層

18 導電膠

20 微探針

22 探針

30 基板

32 阻擋層

34 尖端部

36 針柱

38 內模具

40 高分子層

42 翻印模具

50 成形層

52 高分子微探針陣列

54 導電層

十、申請專利範圍：

1. 一種微探針陣列製作方法，其包含有下列步驟：

提供一微探針陣列作為一內模具，該微探針陣列之探針具有高深寬比；
於該內模具上旋佈一第一可塑性材料，以製作出一翻印模具；以及
於該翻印模具內填入一第二可塑性材料，並進行烘烤、壓模、脫膜與硬化，以製備出一高分子微探針陣列。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中該第二可塑性材料是聚二甲基矽氧烷 (PDMS) 或聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中該微探針陣列的製作包含有下列步驟：

提供一基板；

於該基板上形成一阻擋層；

以該阻擋層為單幕對該基板進行連續兩階段的等向性與非等向性蝕刻，

以完成具高深寬比之微探針；以及

移除該阻擋層。

4. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中該微探針之探針的高度為 $100\sim 800\mu\text{m}$ ，寬度為 $10\sim 50\mu\text{m}$ 。

5. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中當該第一可塑性材料與該第二可塑性材料相同時，在該第二可塑性材料填入該翻印模具前可先在該翻印模具內塗佈一脫模劑。

6. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中該第一可塑性材料是聚二甲基矽氧烷。

7. 如申請專利範圍第 3 項所述之微探針陣列製作方法，其中該基板之材質為矽。
8. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，更包含有於該高分子微探針陣列上形成一導電層。
9. 如申請專利範圍第 8 項所述之微探針陣列製作方法，其中該具有導電層之高分子微探針陣列可應用在生醫產業上之量測生理訊號用途。
10. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中該高分子微探針陣列可應用於侵入式的醫療，如紅外光醫療影像診斷、紅外光血氧濃度偵測等應用。
11. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中該高分子微探針陣列可應用於侵入式的科技身份驗證應用，如紅外線血管身份辨識系統等。
12. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中該脫模時間係可利用溫度加以控制。
13. 如申請專利範圍第 8 項所述之微探針陣列製作方法，其中該導電層之材質可以是鈦或鉑。
14. 如申請專利範圍第 3 項所述之微探針陣列製作方法，其中該阻擋層係利用乾式蝕刻或濕式蝕刻來移除。
15. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中於該內模具上旋佈一第一可塑性材料之步驟後，更包含有去除該第一可塑性材料內之氣泡；以及在真空中進行烘烤、壓模、脫模與硬化。

16. 如申請專利範圍第 15 項所述之微探針陣列製作方法，其中該第一可塑性材料在旋佈於該內模具前可先以 75~105°C 加熱 120~180 秒。

17. 如申請專利範圍第 1 項所述之微探針陣列製作方法，其中該烘烤步驟的條件可採 230~270°C 加熱 1 小時。

18. 一種微探針陣列翻印模具的製作方法，其包含有下列步驟：

提供一微探針陣列作為一內模具，該微探針陣列之探針具有高深寬比；

於該內模具上旋佈一第一可塑性材料，以形成一第一高分子層；

去除該第一高分子層內之氣泡；以及

在真空中進行烘烤、壓模、脫模與硬化，以製作出該翻印模具。

19. 如申請專利範圍第 18 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，更包含有於該翻印模具內填入一第二可塑性材料，並進行烘烤、壓模、脫膜與硬化，以製備出一高分子微探針陣列。

20. 如申請專利範圍第 19 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該第二可塑性材料是聚二甲基矽氧烷 (PDMS) 或聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)。

21. 如申請專利範圍第 18 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該微探針陣列的製作包含有下列步驟：

提供一基板；

於該基板上形成一阻擋層；

以該阻擋層為罩幕對該基板進行連續兩階段的等向性與非等向性蝕刻，

以完成具高深寬比之微探針；以及

移除該阻擋層。

22. 如申請專利範圍第 18 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該微探針之探針的高度為 $100\sim 800\ \mu\text{m}$ ，寬度為 $10\sim 50\ \mu\text{m}$ 。

23. 如申請專利範圍第 19 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中當該第一可塑性材料與該第二可塑性材料相同時，在該第二可塑性材料填入該翻印模具前可先在該翻印模具內塗佈一脫模劑。

24. 如申請專利範圍第 18 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該第一可塑性材料是聚二甲基矽氧烷。

25. 如申請專利範圍第 19 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，更包含有於該高分子微探針陣列上形成一導電層。

26. 如申請專利範圍第 25 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該具有導電層之高分子微探針陣列可應用在生醫產業上之量測生理訊號用途。

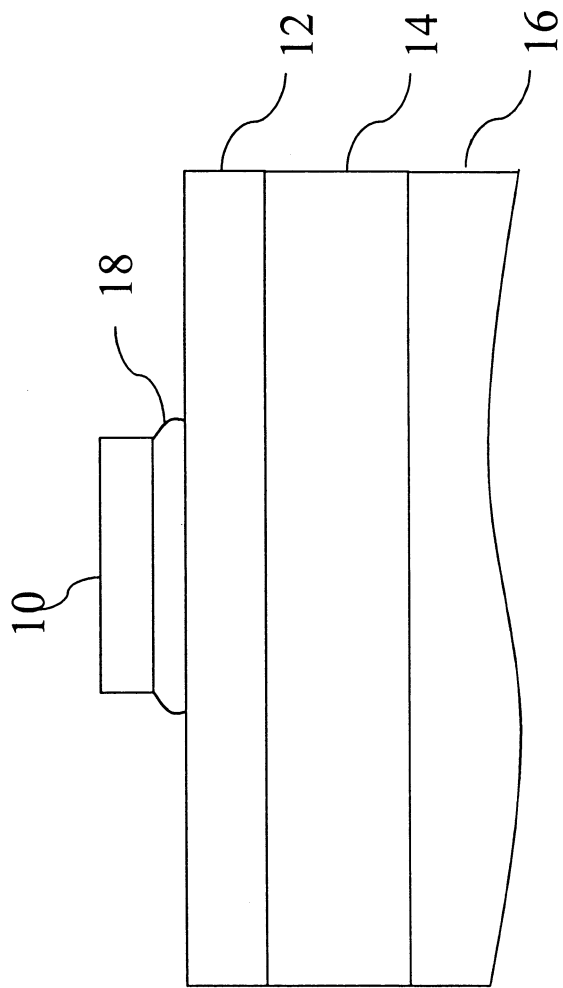
27. 如申請專利範圍第 19 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該高分子微探針陣列可應用於侵入式的醫療，如紅外光醫療影像診斷、紅外光血氧濃度偵測等應用。

28. 如申請專利範圍第 19 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該高分子微探針陣列可應用於侵入式的科技身份驗證應用，如紅外線血管身份辨識系統等。

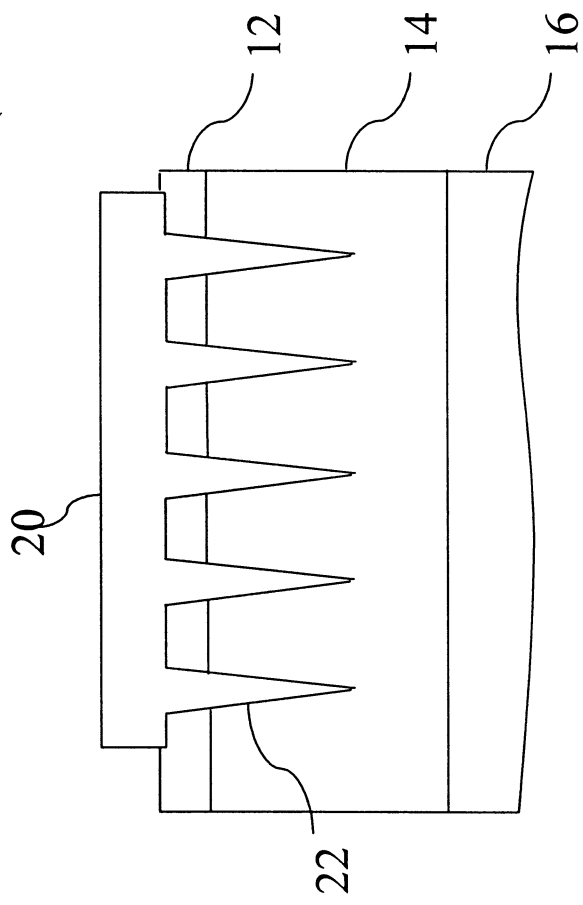
29. 如申請專利範圍第 25 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該導電層之材質可以是鈦或鉑。

30. 如申請專利範圍第 18 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該第一可塑性材料在旋佈於該內模具前可先以 $75\sim 105^{\circ}\text{C}$ 加熱 $120\sim 180$ 秒。

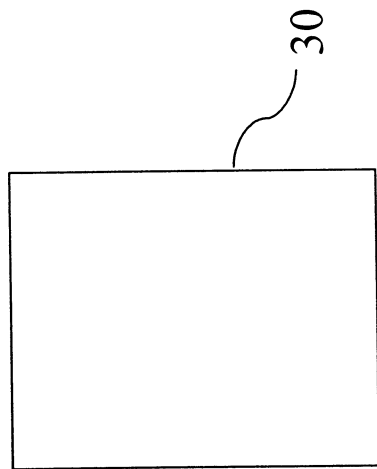
31. 如申請專利範圍第 19 項所述之微探針陣列翻印模具的製作方法，其中該烘烤步驟的條件可採 $230\sim 270^{\circ}\text{C}$ 加熱 1 小時。



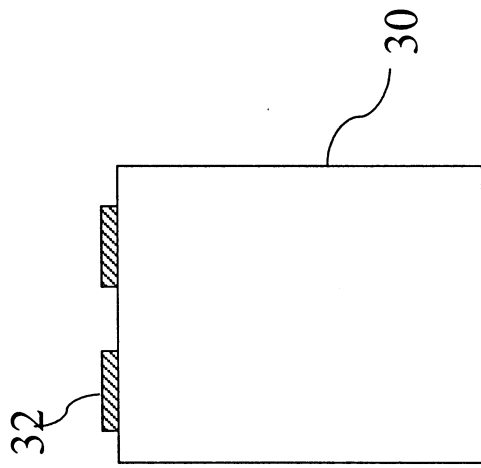
第1圖(先前技術)



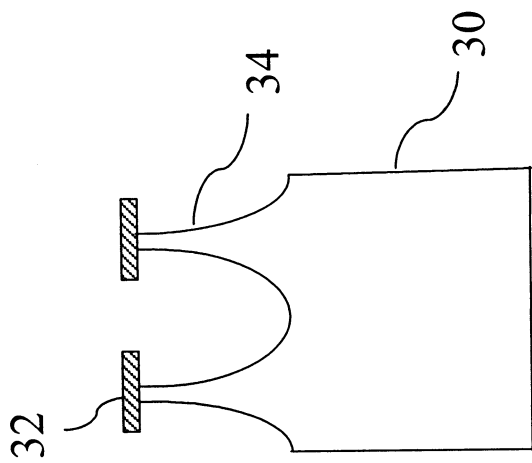
第2圖(先前技術)



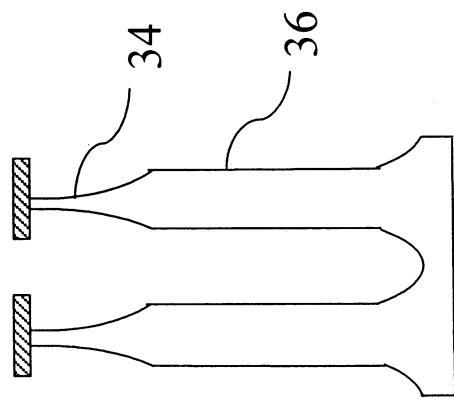
第3(a)圖



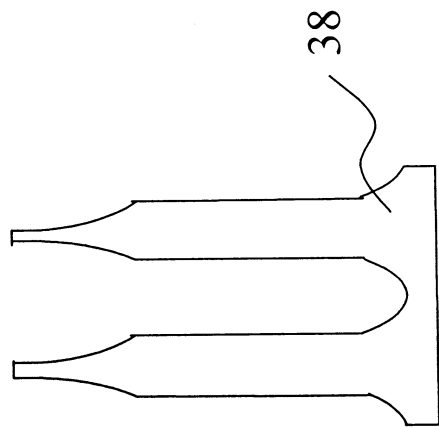
第3(b)圖



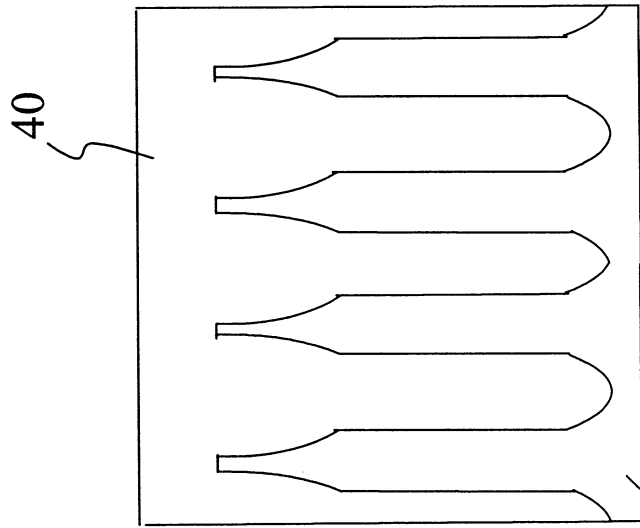
第3(c)圖



第3(d)圖



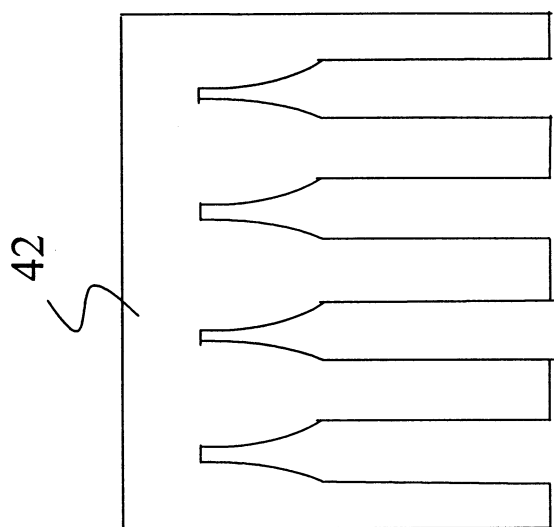
第3(e)圖



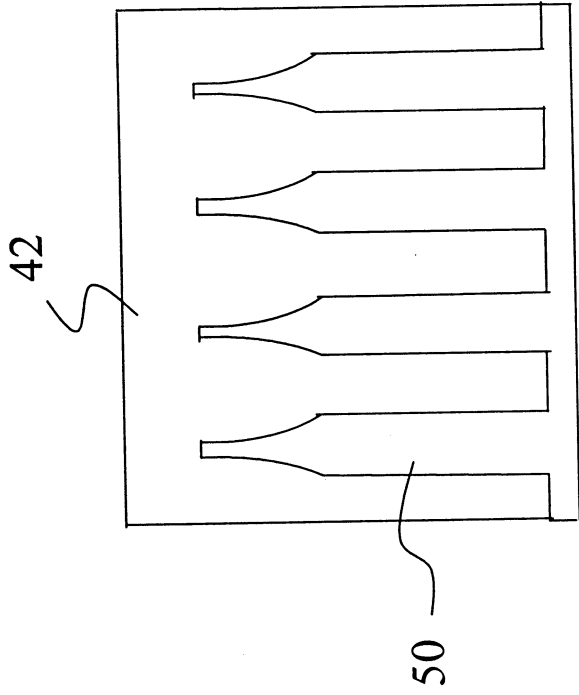
第4(a)圖

38

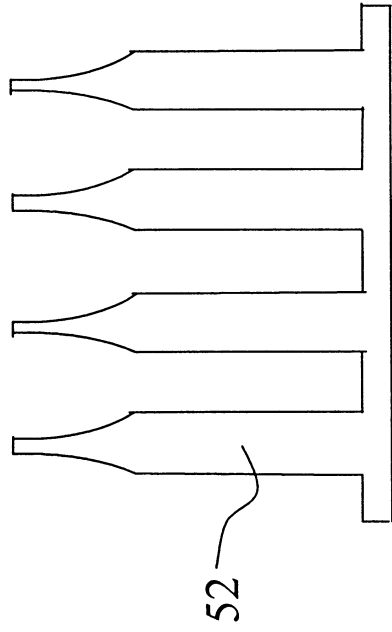
40



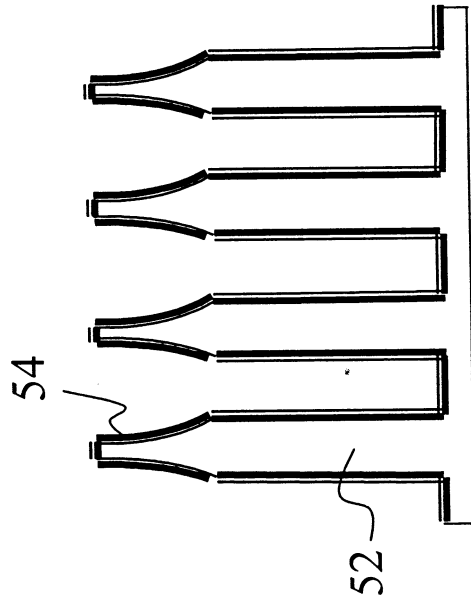
第4(b)圖



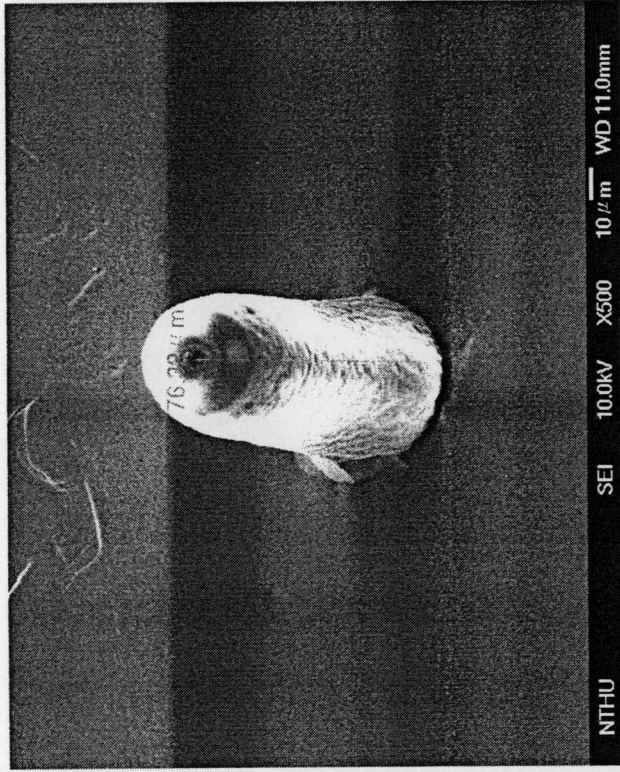
第5(a)圖



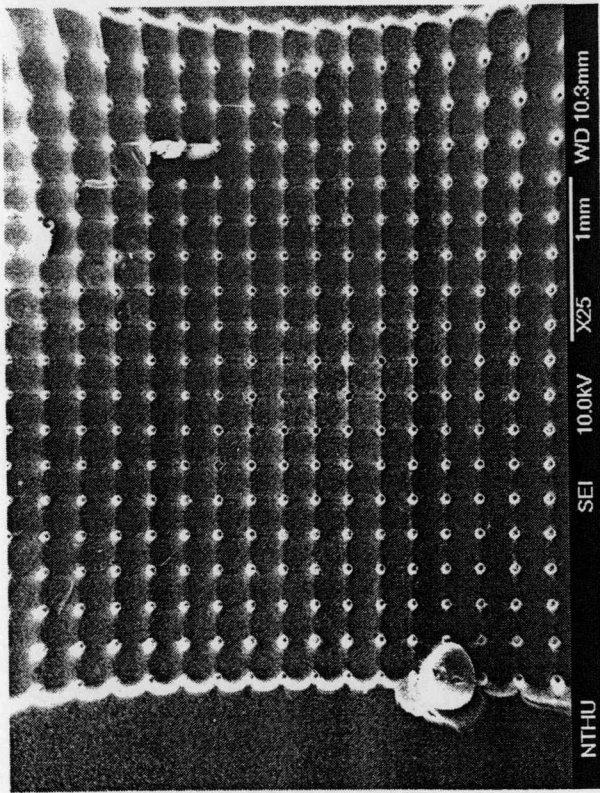
第5(b)圖



第5(c)圖



第6(b)圖



第6(a)圖